

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-76191

(43)公開日 平成11年(1999) 3月23日

(51)Int.Cl. ⁸	識別記号	F I		
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 1 2	
G 0 1 N 33/48		G 0 1 N 24/08	5 1 0 Y	

審査請求 未請求 請求項の数9 O L (全 8 頁)

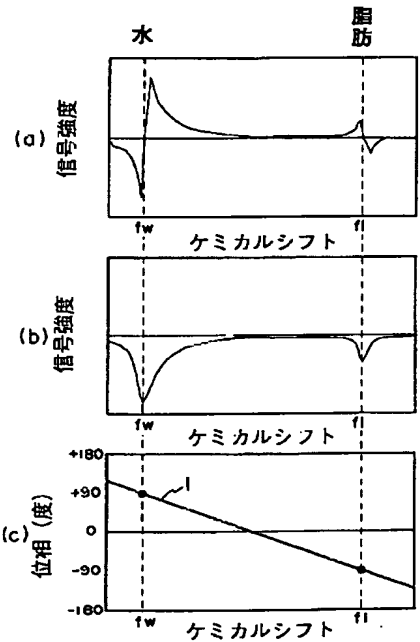
(21)出願番号	特願平9-243649	(71)出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(22)出願日	平成9年(1997) 9月9日	(72)発明者	平田 智嗣 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内
		(72)発明者	尾藤 良孝 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内
		(74)代理人	弁理士 鶴沼 誠之

(54)【発明の名称】 磁気共鳴診断装置

(57)【要約】

【課題】 スペクトルの位相歪を正確に検出し、位相補正の精度を向上させる。

【解決手段】 シーケンス制御手段は、少なくとも1方向の傾斜磁場の勾配極性を周期的に反転させて印加する動作と、磁気共鳴信号を検出する動作とを、同時に実行する機能を有し、演算手段は、水あるいは水および脂肪の信号を含むケミカルシフト画像を取得した計測の後、検出した磁気共鳴信号から水あるいは水および脂肪の信号を各画素毎に抽出し、抽出した信号の位相値に基づき各画素におけるスペクトル全域の位相歪を推定し、水および脂肪の信号を抑圧した画像を取得した計測の後、前記各画素におけるスペクトル全域の位相歪を用いて、該計測で取得したケミカルシフト画像の位相歪補正を行う機能を有する。スペクトルの位相歪の無いケミカルシフト画像を提供する。



BEST AVAILABLE COPY

(2)

特開平11-76191

【特許請求の範囲】

【請求項1】 静磁場発生手段と、互いに異なる3方向の傾斜磁場発生手段と、高周波磁場発生手段と、被検体からの磁気共鳴信号を検出する信号検出手段と、信号検出手段により得られた磁気共鳴信号についての演算を行う演算手段と、データ記憶手段と、上記各手段を制御するシーケンス制御手段とを含む磁気共鳴診断装置において、

前記シーケンス制御手段は、前記傾斜磁場発生手段により3方向の傾斜磁場のうち少なくとも1方向の傾斜磁場の勾配極性を周期的に反転させて印加する動作と、前記信号検出手段により被検体から水素原子核に関する磁気共鳴信号を検出する動作とを同時に実行する機能を有し、

前記シーケンス制御手段により、水あるいは水および脂肪を抑圧させに磁気共鳴スペクトロスコピックイメージングを被検体に対して行い第1計測の磁気共鳴信号を計測し、また、水および脂肪を抑圧した磁気共鳴スペクトロスコピックイメージングを前記被検体に対して行い第2計測の磁気共鳴信号を計測し、

前記演算手段により、前記第1計測の磁気共鳴信号を用いて水あるいは水および脂肪の信号を含むケミカルシフト信号を各画素において取得し、この各画素のケミカルシフト信号の水あるいは水および脂肪の信号に基づいて各画素の位相歪を推定し、前記第2計測の磁気共鳴信号を用いて水および脂肪の信号を抑圧したケミカルシフト信号を各画素において取得し、前記水あるいは水および脂肪の信号から推定された各画素の位相歪に基づいて前記第2計測の磁気共鳴信号を用いて取得した各画素のケミカルシフト信号の位相歪を補正することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【請求項2】 前記演算手段は、第1計測の磁気共鳴信号を用いて取得されたケミカルシフト信号から水および脂肪の信号を各画素毎に抽出し、それぞれ抽出した水および脂肪の信号のピーク位置の位相値に基づき各画素におけるスペクトル全域の位相歪を推定することを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項3】 前記各画素におけるスペクトル全域の位相歪を推定する際、水および脂肪の信号のピーク位置の位相値に対して、周波数依存位相関数への近似を行うことを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項4】 前記周波数依存位相関数が多項式であることを特徴とする請求項3に記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項5】 前記周波数依存位相関数が線型関数であることを特徴とする請求項3に記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項6】 前記演算手段は、第1計測の磁気共鳴信号を用いて取得されたケミカル信号から水だけの信号を各画素毎に抽出し、それぞれ抽出したケミカルシフト信号の位相値に基づき各画素におけるスペクトル全域の位

相歪を推定することを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項7】 前記各画素におけるスペクトル全域の位相歪を推定する際、水の信号の位相値に対して、周波数依存位相関数への近似を行うことを特徴とする請求項6に記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項8】 前記周波数依存位相関数が多項式であることを特徴とする請求項7に記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項9】 前記各画素におけるスペクトル全域の位相歪を推定する際、最小2乗法を用いることを特徴とする請求項1から請求項8のいずれかに記載の磁気共鳴診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴診断装置に係り、特にケミカルシフトに関する情報の空間分布を測定するのに好適な装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】磁気共鳴診断装置は、静磁場中に置かれた被検体に対し、特定周波数の高周波磁場を照射することにより、磁気共鳴現象を引き起こし、前記被検体から発生する磁気共鳴信号を利用して、物理的・化学的情報を取得することができる。現在、広く普及している磁気共鳴イメージング(Magnetic Resonance Imaging 以下、MRIと略す)は、被検体中(主に水分子に含まれる)の水素原子核の密度分布を反映した画像を取得している。また、水素原子核を含む様々な分子の化学結合の違いによる磁気共鳴周波数の差異(以下、ケミカルシフトと呼ぶ)を手掛かりに、分子ごとの信号を分離する方法を、プロトン磁気共鳴スペクトロスコピー(^1H -Magnetic Resonance Spectroscopy 以下、 ^1H -MRSと略す)と呼び、特定領域を対象にする場合、localized MRSあるいはsingle-voxel MRSと呼んでいる。従来から ^1H -MRSを用いた臨床研究が行われているが、スペクトルの解析に専門知識が必要とされることや、1回の測定で1点の情報しか得られないなどの理由により、臨床に応用されるには到っていない。これに対しプロトン磁気共鳴スペクトロスコピックイメージング(^1H -Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging 以下、 ^1H -MRSIと略す、また、multi-voxel MRSとも呼ばれる)では、多数の画素のスペクトルを同時に取得し、分子ごとに画像化を行うことができるため、代謝物質ごとの濃度分布を視覚的に捉えることが可能となる。

【0003】本発明は、前記 ^1H -MRSIで得られる複素磁気共鳴スペクトルの位相を修正する位相歪補正法に関するものである。位相歪を大別すると、(1)装置由来(検出器およびフィルタ等の特性に依存)の0次位相回り、(2)化学シフト由来(磁気共鳴信号発生時刻と該信号検出のタイミングに依存)の1次位相回りからなり、静磁場不均一等の影響を受け、各画素毎に異なる位

(3)

特開平11-76191

相歪を有する。従来の ^1H -MRSIにおける位相歪補正法では、微少な各種代謝物質の信号を捕らえるために、巨大な水信号および脂肪信号を予め抑圧し、得られた代謝物質のスペクトルから位相歪を推定し、補正が行われていた。通常、少なくとも2つ以上の代謝物質の信号の位相から、最小2乗法等により各画素毎の位相回りを推定していた。図9は、従来の ^1H -MRSIにおける位相歪補正法の一例である。図9(a)のMRI(プロトン密度分布像)に対応する ^1H -MRSI(multi-voxel MRS)を示しているのが図9(b)であり、ある一つの画素(斜線部)のスペクトルを示しているのが図9(c)である。図10(a)は、図9(c)のスペクトルの吸収波形(実部=real part、以下、Reと略す)と分散波形(虚部=imaginary part、以下、Imと略す)を表している。各ピーク位置での位相は、

$$\phi(f_i) = \tan^{-1} (Im(f_i)/Re(f_i))$$

で決まり、ここで $\phi(f_i)$ は、共鳴周波数 f_i をピークとする信号の位相値で、 $Im(f_i)$ と $Re(f_i)$ はそれぞれ共鳴周波数 f_i の複素磁気共鳴スペクトルの虚部と実部である。図10の3つのピーク(コリン、クレアチンおよびNA A)の位相値($\phi(f_1)$ 、 $\phi(f_2)$ 、 $\phi(f_3)$ 、黒丸で示す)に対して、最小2乗最適化法を用いた多項式近似を行うことにより、スペクトル全域に渡る位相回りを推定することができる。すなわち、多項式

$$\phi = \phi_0 + f_i \times \phi_1 + f_i^2 \times \phi_2 + \dots$$

の、 $\phi(f_1)$ 、 $\phi(f_2)$ 、 $\phi(f_3)$ に対する最小2乗近似により、係数 ϕ_0 、 ϕ_1 、 $\phi_2 \dots$ を決定することができる。図10の曲線1は、前記近似により得られた位相変動を表している。このようにして推定した位相回りをを用いて、スペクトル全域に渡る全信号の位相歪を補正することができる(各信号の位相回りを0にする)。全画素のスペクトルに対して、同様の補正を行うことにより、位相歪のないMRSI(multi-voxel MRSI)を取得することが可能となる。

【0004】なお、ここで図9及び図10のスペクトルには、抑圧しきれなかった水および脂肪の信号が残留しているが、この信号は高周波磁場あるいは静磁場強度の不均一による歪を生じているため、位相回りの推定に用いることはできなかった。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】従来の ^1H -MRSIにおける位相歪補正法では、微少な代謝物質の信号から位相歪を推定していたため、推定値が誤差を含みやすいという問題があった。本発明の目的は、各画素におけるスペクトルの位相歪を正確に検出し、位相補正の精度を向上させることにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明では、前記目的を達成するために、下記2種類の計測を行う。

【0007】計測1：水あるいは水および脂肪の信号を

抑圧せずに、 ^1H -MRSIを計測する。

【0008】計測2：水および脂肪の信号を抑圧して、 ^1H -MRSIを計測する(通常の計測)。

【0009】次に、前記計測1で得られた水あるいは水および脂肪の信号を用いて、各画素の位相歪の推定を行い、該推定によって得られた位相補正值に基づき、前記計測2で得られた代謝物質のスペクトルの位相補正を行う。

【0010】特に、上記2種類の計測を行うことにより、全体の計測時間が増大してしまうが、MRIで用いられている超高速撮影技術のエコープラナー法を応用したエコープラナーMRSIで計測することにより計測時間を短縮する。

【0011】

【発明の実施の形態】図2に、本発明が適用される磁気共鳴イメージング装置の構成例を示す。被検体1は、静磁場発生マグネット2により生成される静磁場および傾斜磁場発生コイル3により生成される異なる3方向の傾斜磁場が印加される空間に置かれる。各コイルに流す電流を変化させることにより、該静磁場の均一度を調整することのできるシムコイル11を備えている場合もある。該被検体1に対し、プローブ4により生成される高周波磁場を照射し磁気共鳴現象を生じさせ、該被検体1から発生する磁気共鳴信号を該プローブ4により検出する。演算装置5を用いて、該信号から画像情報を生成し、ディスプレイ6に表示させる。該シムコイル11の駆動用電源部12、傾斜磁場発生コイル3の駆動用電源部7、送信器8および受信器9は、シーケンス制御装置10により制御される。また必要に応じて、記憶媒体13に測定条件、計測信号等を記憶させる。

【0012】図3は、本発明で使用する、高速にケミカルシフト画像が得られる高速MRSI法の一手法である、特開昭61-13143等に記載された松井らによる提案のエコープラナーMRSIのパルスシーケンスの一例である。このパルスシーケンスでは、まず最初に、スライス選択用の第1の傾斜磁場 G_{s1} と 90° パルスと呼ばれる第1の高周波磁場 R_{F1} を同時に印加することにより、選択スライス内の核磁化だけを回転(励起)させる。次に、 $T_e/2$ 後にスライス選択用の第2の傾斜磁場 G_{s2} と 180° パルスと呼ばれる第2の高周波磁場 R_{F2} を同時に印加し、前記 90° パルスによって励起されていた核スピンを 180° 反転させることにより、さらに $T_e/2$ 後の時点を中心とするエコー信号 S_{ig} を発生させる。そして、該エコー信号 S_{ig} を計測する際に、傾斜磁場 G_x の勾配を周期的に反転させたリードアウト用の傾斜磁場 G_r を印加することにより、X軸方向の空間情報を含む連続的なエコー信号(以下、エコートレイン信号と呼ぶ)を発生させることができる。なお、Y軸方向の空間情報は、位相エンコード用の傾斜磁場 G_e により該エコー信号 S_{ig} に付加される。そし

(4)

特開平11-76191

て、前記Geの勾配を段階的に変化させ、磁化の励起および信号の計測を繰返し時間Trで繰返す。得られた一連の信号に対し、3次元逆フーリエ変換を施すことにより、ケミカルシフト画像を得ることができる。このエコープラナーMRSIを用いれば、現在、最も一般的なMRSIとして知られている3 Dimensional Chemical Shift Imaging (以下、3D-CSIと略す) に比べ、測定の次元を1次元減少させることができ、高速化が可能となる。これは、1回の磁化の励起および信号の計測で取得できるエコートレイン信号から、ケミカルシフト情報とX軸方向の空間情報を含む2次元情報を同時抽出できるためである。

【0013】以下、本発明の実施の形態例について説明を行う。まず、第1の計測として、図2のエコープラナーMRSIシーケンスを用いて、水信号、脂肪信号を抑圧せずに、 ^1H -MRSIの計測を行う。次に、第2の計測として、水および脂肪の信号を抑圧して、 ^1H -MRSIを計測する。この第2の計測では、前記エコープラナーMRSIシーケンスの直前に、マグネティックレゾナンスイメージング第10巻：第315-319頁(1992年)記載のOVS(Outer Volume Saturation)と呼ばれる方法による脂肪信号の抑圧と(図4(a))、特開昭60-168041記載のCHESS(CHEmical Shift Selective)と呼ばれる方法による水信号の抑圧を行う(図4(b))。前記OVSでは、高周波磁場 $RFi(i=1,2,\dots,n)$ とスライス選択用傾斜磁場 $GSi(i=1,2,\dots,n)$ を同時に印可して多量の皮下脂肪が存在する領域を選択励起した後、スボイル用の傾斜磁場 $Gspi(i=1,2,\dots,n)$ を印加することにより、皮下脂肪領域(スライスn内)の磁化だけを疑似飽和させることができる。また、前記CHESSでは、中心周波数を水信号の共鳴周波数に合わせ、励起帯域を水信号のピーク幅に制限した高周波磁場 $Rfj(j=1,2,\dots,m)$ を印加することにより、水の磁化だけを選択的に励起させた後、スボイル用の傾斜磁場 $Gspj(j=1,2,\dots,m)$ を印加することにより、水の磁化だけを疑似飽和させることができる。このようにして、脂肪および水の磁化を疑似飽和させた後、代謝物質の ^1H -MRSIを計測する。図5に、水及び脂肪の信号を抑圧する場合の計測手順を示す。

【0014】次に、前記計測1で得られた(1)水および脂肪の信号、もしくは(2)水の信号を用いて、各画素の位相歪の推定を行い、該推定によって得られた位相補正值に基づき、前記計測2で得られた代謝物質のスペクトルの位相補正を行う。

【0015】(水および脂肪の信号を用いる場合)水および脂肪の磁化を疑似飽和させずに計測した ^1H -MRSIを示しているのが図6(b)であり、ある一つの画素(斜線部)のスペクトルを示しているのが図6(c)である(図6(a)はMRI)。図1(a)及び(b)は、図6(c)のスペクトルの吸収波形(Re)と分散波形(Im)を表している。まず、図6(c)のスペクトルにおいて水信号のピ

ーク位置を検出する。通常、最大強度をとる位置を水信号のピーク位置(4.7ppm)とし、この水信号のピーク位置から約3.5ppm離れた信号のピークを脂肪信号のピーク位置(1.2ppm)とする。なお部位によっては、脂肪信号の強度が水信号の強度を越えることがあり得るが、2番目に強い信号のピーク位置が1番目のピークの高周波(ppm値が大きい)側か低周波(ppm値が小さい)側にあるかで、水の信号(2番目の信号が低周波側)と脂肪の信号(2番目の信号が高周波側)を見分けることができる。次に、検出した図1(c)の水および脂肪のピークの位相値($\phi(fw)$ 、 $\phi(fl)$ 黒丸で示す)に対して、最小2乗最適化法を用いた線型近似を行うことにより、スペクトル全域に渡る位相回りを推定することができる。すなわち、1次方程式

$$\phi = \phi_0 + f_i \times \phi_1$$

の、 $\phi(fw)$ 、 $\phi(fl)$ に対する最小2乗近似により、係数 ϕ_0 、 ϕ_1 を決定することができる。図1の直線1は、前記近似により得られた線型位相変動を表している。全画素のスペクトルに対して、同様の操作を行い、推定した各画素毎の補正值を前記記憶媒体に記憶する。そして、推定した各画素毎の位相補正值に基づき、前記計測2で得られた代謝物質のスペクトルの位相補正を行うことができる。

【0016】(水の信号だけを用いる場合)脂肪の磁化だけを疑似飽和して計測した ^1H -MRSIを示しているのが図7(b)であり、ある一つの画素のスペクトルを示しているのが図7(c)である(図7(a)はMRI)。図8(a)は、図7(c)のスペクトルの吸収波形(Re)と分散波形(Im)を表している。まず、図7(c)のスペクトルにおいて水信号のピーク位置を検出する。通常、最大強度をとる位置を水信号のピーク位置(4.7ppm)とする。なお部位によっては、抑圧されなかった残留脂肪信号の強度が水信号の強度を越えることがあり得るが、2番目に強い信号のピーク位置が1番目のピークの高周波(ppm値が大きい)側か低周波(ppm値が小さい)側にあるかで、水の信号(2番目の信号が低周波側)と脂肪の信号(2番目の信号が高周波側)を見分けることができる。次に、検出した図8(c)の水信号全域の位相値($\phi(fi)$ 黒丸で示す)に対して、最小2乗最適化法を用いた多項式近似を行う。従来の技術で述べた通り水の信号は、他の代謝物質の信号に比べ非常に大きいため、ピーク位置だけではなく、ピークの立ち上がり部分や立ち下がり部分においても十分なSNRを有する。このため、水信号全域の位相値から、スペクトル全域に渡る位相回りを推定することができる。すなわち、多項式

$$\phi = \phi_0 + f_i \times \phi_1 + f_i^2 \times \phi_2 + \dots$$

の、 $\phi(fi)$ に対する最小2乗近似により、係数 ϕ_0 、 ϕ_1 、 $\phi_2 \dots$ を決定することができる。図8の曲線1は、前記近似により得られた位相変動を表している。全画素のスペクトルに対して、同様の操作を行い、推定し

た各画素毎の補正値を前記記憶媒体に記憶する。そして、推定した各画素毎の位相補正値に基づき、前記計測2で得られた代謝物質のスペクトルの位相補正を行うことができる。なお、水のピークの立ち上がり部分あるいは立ち下がり部分において、信号のリングングが生じ、正しい位相値が得られない場合があるが、フーリエ変換前にハミング関数等を乗じる信号処理を行っておくことにより、前記リングングの影響を減じることができる。

【0017】なお、第2の計測と同等の計測条件下で計測した他のケミカルシフト画像に対しても、前記位相歪補正を適用することができる。

【0018】また、高速MRSI法として、前記エコープラナーMRSI法以外に、マグネティックレゾナンスインメディスン第1巻：第370-386頁（1984年）記載のマンフィールドによる提案のEPSM法およびPREP法を用いた場合も、同等の効果が得られる。

【0019】また、前記各実施形態では、3次元測定（ケミカルシフト軸、X軸、Y軸）の場合について述べたが、4次元測定（ケミカルシフト軸、X軸、Y軸、Z軸）の場合でも、同等の効果が得られる。

【0020】

【発明の効果】本発明によれば、水あるいは水及び脂肪の信号から位相歪を推定し、この位相歪を使用してスペクトルを補正することによって、位相歪が無いケミカルシフト画像を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の適用例（水、脂肪抑圧なしの場合）である。

【図2】本発明が適用される磁気共鳴診断装置の構成図

である。

【図3】エコープラナーMRSI法のパルスシーケンスを示す。

【図4】水および脂肪抑圧用のパルスシーケンスを示す。

【図5】水および脂肪を抑圧する場合の計測手順を示す。

【図6】本発明が適用されるMRSIの一例（水、脂肪抑圧なしの場合）である。

【図7】本発明が適用されるMRSIの一例（脂肪抑圧ありの場合）である。

【図8】本発明の適用例（脂肪抑圧ありの場合）である。

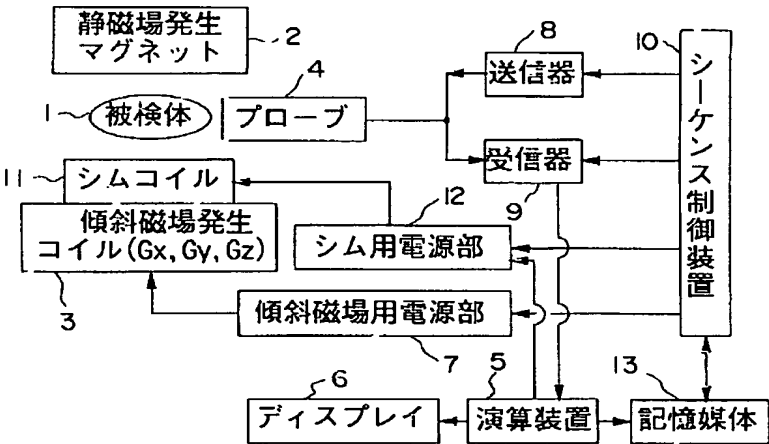
【図9】従来法が適用されるMRSIの一例である。

【図10】従来法の適用例である。

【符号の説明】

- RF 高周波磁場
- Gz Z軸方向の傾斜磁場
- Gx X軸方向の傾斜磁場
- Gy Y軸方向の傾斜磁場
- RF1、RF2、RF3、RF4 高周波磁場パルス
- Gs1、Gs2、Gs3、Gs4 スライス磁場
- Gr リードアウト磁場
- Ge エンコード磁場
- Sig 磁気共鳴エコー信号
- Tr 繰返し時間
- Te エコー時間
- Gsp1、Gsp2、Gsp3、Gsp4 スポイル磁場

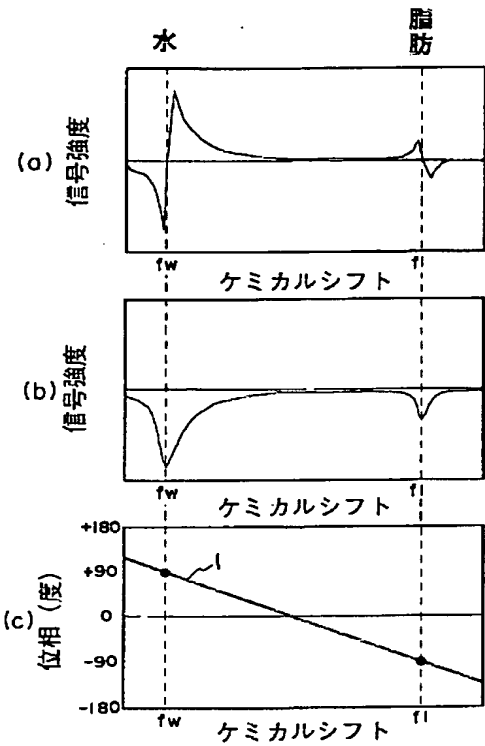
【図2】



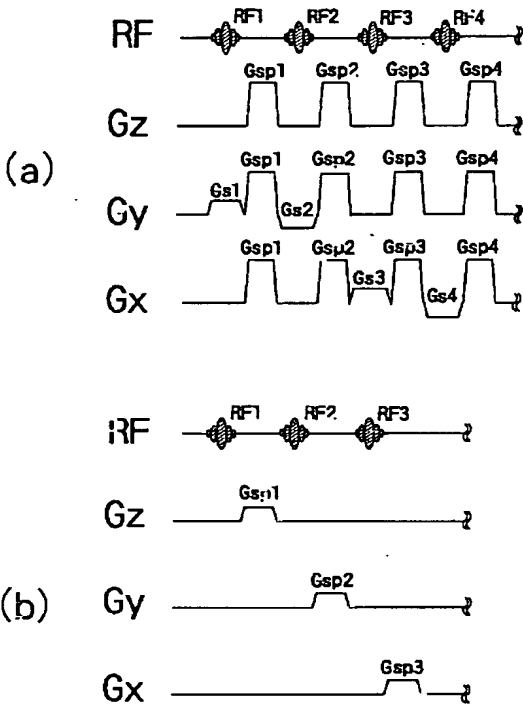
(6)

特開平11-76191

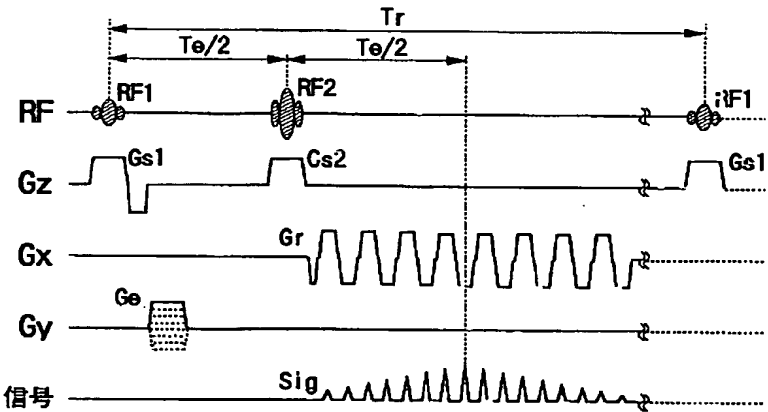
【図1】



【図4】



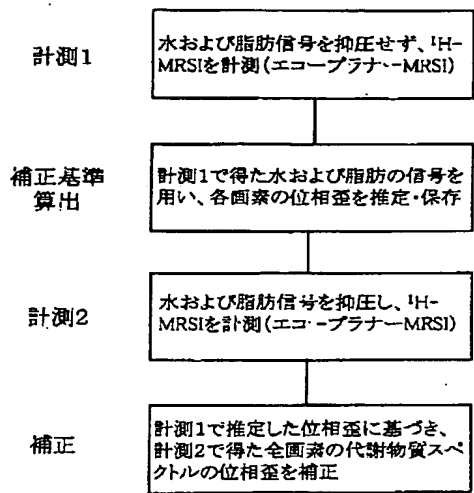
【図3】



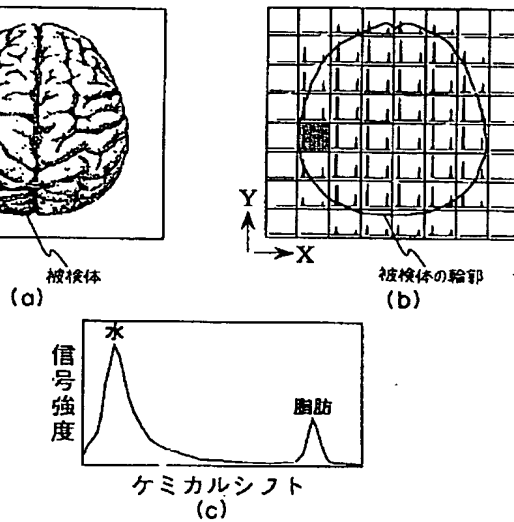
(7)

特開平11-76191

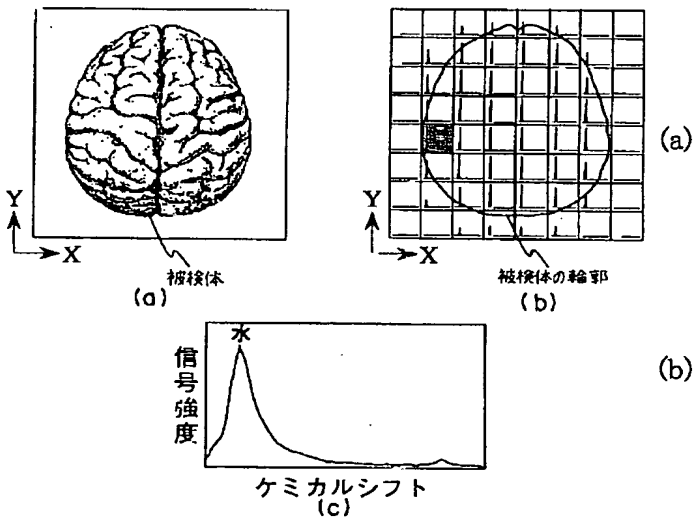
【図5】



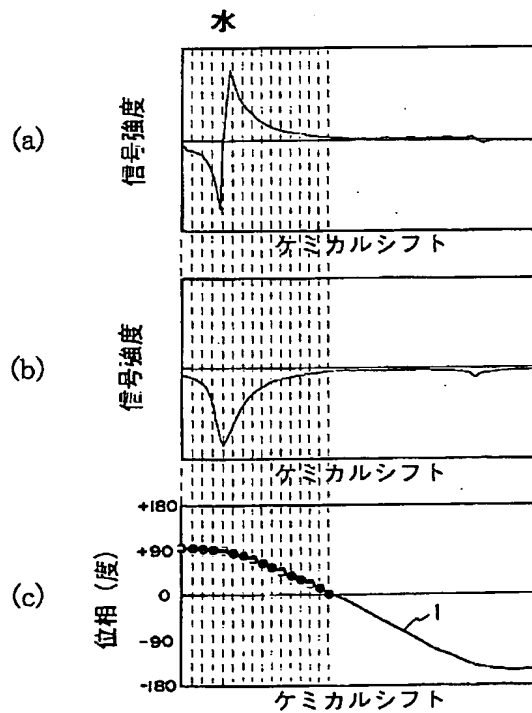
【図6】



【図7】



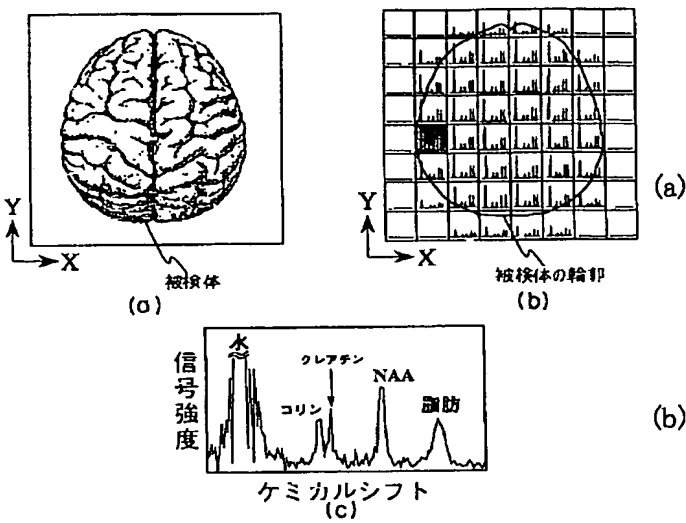
【図8】



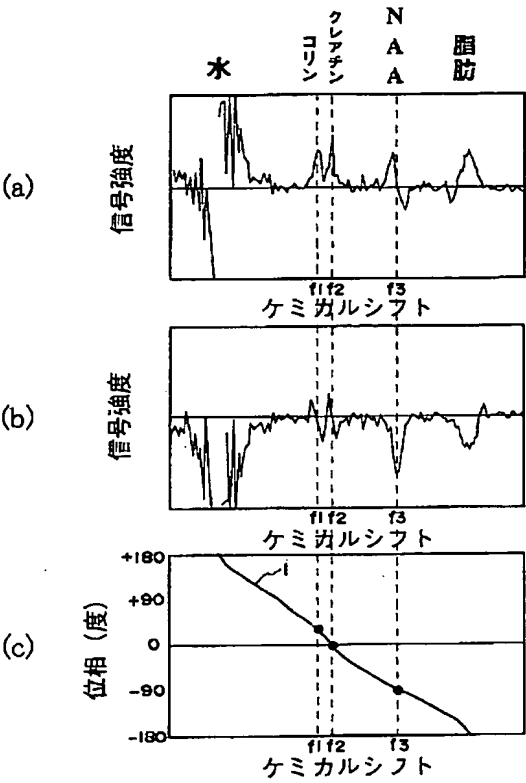
(8)

特開平11-76191

【図9】



【図10】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.